

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平8-280674

(43)公開日 平成8年(1996)10月29日

(51) Int.Cl.⁶

識別記号

庁内整理番号

FI

技術表示箇所

A 6 1 B 8/00

A 6 1 B 8/00

審査請求 未請求 請求項の数11 OL (全 13 頁)

(21)出願番号 特願平7-89773

(22)出願日 平成7年(1995)4月14日

(71)出願人 000003078

株式会社東芝

神奈川県川崎市幸区堀川町72番地

(72)発明者 神山 直久

栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会

社東芝那須工場内

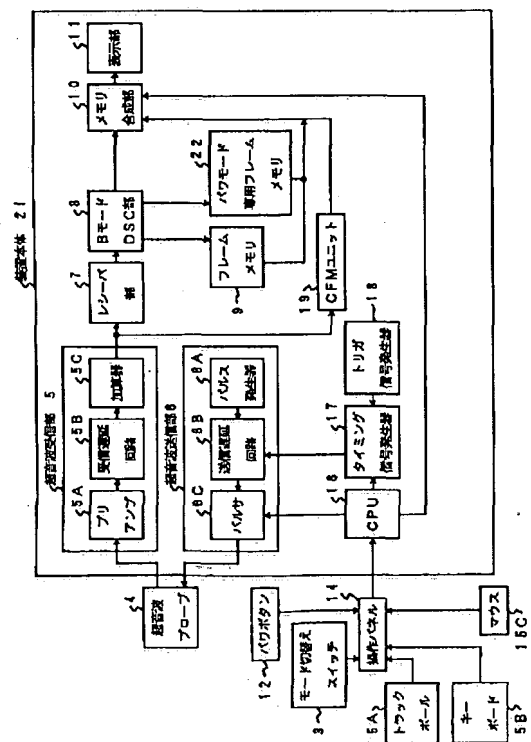
(74) 代理人 弁理士 鈴江 武彦

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【目的】本発明の目的は、造影剤による輝度増強効果が反映された画像を観察者に提示できる超音波診断装置を提供することである。

【構成】本発明による超音波診断装置は、超音波ビームで走査して超音波エコー信号を得る走査手段と、超音波エコー信号に基づきＢモード画像を生成する画像生成手段と、Ｂモード画像を表示する表示部１１と、超音波ビームの音圧を比較的低い音圧から比較的高い音圧に切り替える切替手段と、切替手段により超音波ビームの音圧が比較的高い音圧に切り替えられた後、画像生成手段により最初に生成されるＢモード画像のデータを記憶するパワーモード専用フレームメモリ２２とを具備する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 超音波ビームで走査して超音波エコー信号を得る走査手段と、

前記超音波エコー信号に基づきBモード画像を生成する画像生成手段と、

前記Bモード画像を表示する手段と、

前記超音波ビームの音圧を比較的低い音圧から比較の高い音圧に切り替える切替手段と、

前記切替手段により前記超音波ビームの音圧が前記比較的高い音圧に切り替えられた後、前記画像生成手段により最初に生成されるBモード画像のデータを記憶する記憶手段とを具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】 前記切替手段は超音波ビームの音圧の切り替えをマニュアルで指示するための入力手段を含むことを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項3】 前記切替手段は前記超音波ビームの音圧を前記比較的高い音圧で所定期間継続させた後、前記超音波ビームの音圧を前記比較的低い音圧に復帰させることを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項4】 前記切替手段は第1の期間と第2の期間各々をマニュアルで設定するための入力手段を含み、前記超音波ビームの音圧を前記比較的低い音圧で前記第1の期間継続させた後、前記超音波ビームの音圧を前記比較的高い音圧で前記第2の期間継続させるサイクルを繰り返すことを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項5】 前記切替手段は心電波形と同期して前記比較的低い音圧と前記比較的高い音圧との切り替えを繰り返し、前記記憶手段は前記切替手段により前記超音波ビームの音圧が前記比較的低い音圧から前記比較の高い音圧へ切り替えられる毎に前記画像生成手段により最初に生成されるBモード画像のデータを順次記憶することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項6】 前記表示手段は前記最初に生成されるBモード画像を静止画として表示することを特徴とする請求項1又は請求項4記載の超音波診断装置。

【請求項7】 前記記憶手段は前記超音波ビームの音圧が前記比較的高いときに前記画像生成手段により生成される前記最初のBモード画像を含む複数フレーム分のBモード画像のデータを記憶し、前記表示手段は前記記憶手段に記憶されている前記複数フレーム分のBモード画像を1フレームずつ順番に又は1画面に同時表示することを特徴とする請求項1、請求項4、請求項6のいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項8】 前記記憶手段に記憶されている2フレームのBモード画像を差分して差分画像を得る手段をさらに備え、前記表示手段は前記差分画像を表示することを特徴とする請求項7記載の超音波診断装置。

【請求項9】 前記画像生成手段は、ハーモニック・イメージング法に従って前記超音波エコー信号に含まれる

高調波成分のみを検出し、前記高調波成分に基づいてBモード画像を生成することを特徴とする請求項1乃至請求項8のいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項10】 前記超音波ビームの音圧状態を表す情報を表示する手段をさらに備えることを特徴とする請求項1、請求項4、請求項6、請求項7、請求項8、請求項9のいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項11】 超音波ビームで走査して超音波エコー信号を得る走査手段と、

前記超音波エコー信号に基づきBモード画像を生成する画像生成手段と、

前記Bモード画像を表示する手段と、

前記超音波ビームの基本周波数を第1の周波数から第2の周波数に切り替える切替手段と、

前記切替手段により前記超音波ビームの基本周波数が前記第1の周波数から前記第2の周波数に切り替えられた後、前記画像生成手段により最初に生成されるBモード画像のデータを記憶する記憶手段とを具備することを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】本発明は、超音波造影剤を用いて血流パフュージョンの検出およびそのパフュージョンの定量評価を行う目的で施される種々の画像処理機能を有する超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】超音波の医学的な応用としては種々の装置があるが、その主流は超音波パルス反射法を用いて生体の軟部組織の断層像を得る超音波診断装置である。この超音波診断装置は無侵襲検査法で、組織の断層像を表示するものであり、X線診断装置、X線CT装置、MRI装置（磁気共鳴イメージング装置）および各医学診断装置などの他の診断装置に比べて、リアルタイム表示が可能、装置が小型で安価、X線などの被曝がなく安全性が高い、および超音波ドブラ法により血流イメージングが可能であるなどの特徴を有している。このため心臓、腹部、乳腺、泌尿器、および産婦人科などで広く超音波診断が行われている。特に、超音波プローブを体表から当てるだけの簡単な操作で心臓の拍動や胎児の動きの様子がリアルタイム表示で得られ、かつ安全性が高いため繰り返して検査が行えるほか、ベッドサイドへ移動していったの検査も容易に行えるなど簡便である。

【0003】このような超音波診断装置において、例えば、心臓や腹部臓器などの検査で静脈から超音波造影剤を注入して血流動態の評価を行う、いわゆるコントラストエコー法という診断が最近注目されている。この診断法の最も基本的な目的は、心筋への栄養供給血管等の毛細血管における微小血流からの反射波を増強し、微小血流像の輝度を増強することである。なお、血流状態を観察する手法としてはカラードブラ法があるが、この手法

10

20

30

40

50

は心腔内や太い血管内について観察が可能であり、通常、心筋への栄養供給血管等の毛細血管の微小血流については観測不可能である。毛細血管中の超音波造影剤で増強された反射波のエコー信号（コントラストエコー信号）に基づいてBモードで画像化すると、心筋の血流状態が観測可能となる。

【0004】近年、造影剤基材の改良によりその成分である気泡の微小化が実現され、静脈投与によっても肺を経て左室に到達可能となっている。静脈からの造影剤注入は侵襲性が小さいので、この血流動態の評価法による診断が普及しつつある。

【0005】さらに発展した診断としては、診断部位における造影剤の空間分布の時間変化の様子を輝度変化の広がりや輝度増強の程度を参照して観察すること、造影剤注入から関心領域（ROI）に造影剤が到達するまでの時間を求めること、ROI内での造影剤によるエコー輝度の時間変化（TDC；Time Density Curve）を求めること、最大輝度を求めること等がある。そして従来、造影剤による超音波エコーのエコーレベル増強の検出は、Bモード画像の輝度レベルの変化を単に視覚的に認識するか、複数のイメージデータを装置内に記憶させておき、後で各画像を呼び出しヒストグラム計算機能などを用いてエコーレベル変化の定量測定やTDCの作成が行われていた。

【0006】ここで、造影剤の物理挙動について簡単に説明する。超音波造影剤としての微小気泡は音響インピーダンスが非常に小さく、被検体内臓器組織や血液成分との音響インピーダンスの差が非常に大きいため、微小気泡からの反射波の強度が組織境界からのそれに比べて顕著に強い。

【0007】しかしながら、これらの微小気泡は、通常の診断に用いられる程度の超音波照射パワー（例えば音圧）での超音波照射によって、短時間のうちに崩壊、消失してしまう。水中（血液中）の気泡は音圧に対してバネのような1次元振動の物理挙動を示すことが知られており、この時、気泡は、その大きさ（気泡の径）に依存した固有の共振周波数で振動する。共振周波数のもとでは気泡は最大振幅で振動し、消失が促進される。なお、造影剤中の気泡は数ミクロン程度の範囲で様々な大きさを有し、共振周波数は個々の気泡毎に相違するので、消失気泡はその極一部であると思われるが、実際には、送信波はある程度の幅で周波数帯域が広がっており、送信波の周波数帯域に含まれる共振周波数を有する大部分の気泡が瞬時に消失してしまうと考えられる。

【0008】臨床における被検体部位を考えた場合、関心領域には血流によって造影剤が次々に供給されるわけであるから、1度の超音波照射によって気泡消失が起こっても、次の送信の時点で新しい気泡が同一関心領域に存在していれば造影効果は保たれるかもしれない。しかしながら、超音波送受信は通常1秒間に数千回行われる

ので、造影剤は瞬時に消失してしまう。要するに、その輝度増強効果が反映された画像としては1フレーム、せいぜい数フレームに止まり、毎秒30フレームのフレームレートの動画像上で、輝度増強効果が反映された画像を確認することは実際的に不可能である。

【0009】この問題を解決するには、造影剤がある程度の時間消失しないで程度に超音波の照射パワーを低下させればよい。しかし、超音波の照射パワーの低下に応じて、エコー感度も低下し、画像としては不鮮明になり、精度の良い診断が困難になってしまう。なお、観測部位のエコー感度を上げるためには、造影剤の注入量（又は注入濃度）を増加させることも考えられるが、注入量の増加は患者への侵襲性を増すことになり好ましくない。また、複数回の注入による診断も同様に侵襲度が高くなる。さらに、体内で持続性が高い造影剤が開発されつつあるが、これは侵襲度が高いため好ましくない。

【0010】

【発明が解決しようとする課題】本発明は上記事情に鑑みてなされたものであり、その目的は、造影剤による輝度増強効果が反映された画像を観察者に提示できる超音波診断装置を提供することである。

【0011】

【課題を解決するための手段】請求項1の発明に係る超音波診断装置は、超音波ビームで走査して超音波エコー信号を得る走査手段と、前記超音波エコー信号に基づきBモード画像を生成する画像生成手段と、前記Bモード画像を表示する手段と、前記超音波ビームの音圧を比較的低い音圧から比較的高い音圧に切り替える切替手段と、前記切替手段により前記超音波ビームの音圧が前記比較的高い音圧に切り替えられた後、前記画像生成手段により最初に生成されるBモード画像のデータを記憶する記憶手段とを具備する。

【0012】請求項11の発明に係る超音波診断装置は、超音波ビームで走査して超音波エコー信号を得る走査手段と、前記超音波エコー信号に基づきBモード画像を生成する画像生成手段と、前記Bモード画像を表示する手段と、前記超音波ビームの基本周波数を第1の周波数から第2の周波数に切り替える切替手段と、前記切替手段により前記超音波ビームの基本周波数が前記第1の周波数から前記第2の周波数に切り替えられた後、前記画像生成手段により最初に生成されるBモード画像のデータを記憶する記憶手段とを具備する。

【0013】

【作用】請求項1の発明によれば、記憶手段には、超音波ビームの音圧が比較的低い音圧から比較的高い音圧に切り替えられた後、画像生成手段により最初に生成されるBモード画像のデータが記憶される。造影剤は超音波の照射により序々に崩壊していくが、比較的低い音圧ではその崩壊の進行は遅く、音圧切り替えの時までの崩壊量は少ない。つまり、超音波ビームの音圧が比較的低い

音圧から比較的高い音圧に切り替えられた時に残存している造影剤は比較的多いと考えられる。したがって、切り替えたとき、良好な造影効果でBモード画像を得ることができる。しかも、比較的高い音圧を造影剤に照射すると、この造影剤は瞬時に消失してしまう可能性があるが、少なくとも切り替え後、画像生成手段により最初に生成されるBモード画像には造影効果が十分維持されている。換言すると、切り替え後、造影効果が最も顕著に現れているのが、この最初に生成されるBモード画像である。この最初に生成されるBモード画像は記憶されて

【0014】請求項11の発明によれば、記憶手段には、超音波ビームの基本周波数が第1の周波数から第2の周波数に切り替えられた後、画像生成手段により最初に生成されるBモード画像のデータが記憶される。第1の周波数の超音波ビームでスキャンしているとき、第1の周波数と同じ共振周波数を有する造影剤（気泡）は序々に崩壊していく。しかし、このとき、第2の周波数と同じ共振周波数を有する造影剤（気泡）は残存又はあまり崩壊しない。つまり、超音波ビームの基本周波数が第1の周波数から第2の周波数に切り替えられたとき、第2の周波数と同じ共振周波数を有する造影剤によって造影効果が生起する。しかも、超音波ビームの基本周波数が第1の周波数から第2の周波数に切り替えられた後、画像生成手段により最初に生成されるBモード画像は、第2の周波数と同じ共振周波数を有する造影剤が崩壊していない状態で得たものである。このため、造影効果が最も顕著に現れる。最初に生成されるBモード画像は記憶されているので、オペレータは任意の時期に静止画として表示して、精度の良い診断を行い得る。また、体内で持続性・耐圧性のある気泡を使用する必要がなく、したがって侵襲性の問題をより軽減させることができる。

【0015】

【実施例】以下に、本発明による超音波診断装置の一実施例を図面を参照して説明する。本発明は、被検体に造影剤を注入し、心筋血流、肝臓実質部、腎臓などの血流状態から異常部位を同定するためのいわゆる超音波造影に適用される。なお、ここで用いられる超音波造影剤としては、気泡を主成分とする、例えば、ガラクトースを主成分とするレボビスト（LevovistTM：シェーリング社）が用いられるが、反射波の強度を増強させるという性質を備える限りにおいて他の気泡や材料を主成分とする造影剤であっても良い。

【0016】図1は、第1実施例による超音波診断装置

のブロック図である。この超音波診断装置は、超音波プローブ4と操作パネル14とが装置本体21に接続された構成を有する。超音波プローブ4は、柄部の先端に振動子アレイが装着されて構成され、被検体に超音波を送信すると共に、被検体内からの反射波を受信して電気信号に変換する。装置本体21は、被検体に超音波を送信するために超音波プローブを駆動し、且つ超音波プローブ4が受信した受信信号を処理する。操作パネル14は、オペレータからの各種情報を装置本体21に入力するためのマンマシンインタフェースとしての役割を担う。

【0017】超音波送信部6は、パルス発生器6A、送信遅延回路6B、パルサ6Cとからなる。パルス発生器6Aからのパルス信号は、所定のチャンネル数に分岐されて送信遅延回路6Bに送り込まれ、そこで超音波をビーム状に絞り込み且つこの超音波ビームをスキャンするために必要な送信遅延時間をチャンネル毎に与えられた後、パルサ6Cに送り込まれる。パルサ6Cは、パルス信号を受けたタイミングで高周波の高電圧パルスをチャンネル毎に超音波プローブ4に供給する。これにより、超音波プローブ4から超音波ビームが送信される。

【0018】パルサ6Cは、高電圧パルスの電圧を、電圧ゼロを含む比較的低い電圧、比較的低い電圧より高い比較的高い電圧、両電圧の中間的な通常電圧のいずれかに選択的に変更することが可能に構成されている。この選択はCPU16の制御によりなされ、後述する通常モード時には通常電圧が選択され、後述する造影モード時には比較的低い電圧または比較的高い電圧が選択される。なお、比較的低い電圧がゼロとは、スキャンがなされないことに相当する。高電圧パルスが比較的低い電圧のとき、超音波ビームは造影剤の崩壊が比較的小さいが、エコー感度が低く比較的不鮮明なBモード画像が得られる比較的低い音圧（比較的低い照射パワー）になる。高電圧パルスが比較的高い電圧のとき、超音波ビームは造影剤の崩壊が比較的多いが、エコー感度が良好で比較的高い音圧（比較的高い照射パワー）になる。

【0019】超音波受信部5は、プリアンプ5A、受信遅延回路5B、加算器5Cとから構成される。超音波プローブ4でからチャンネル毎に出力される受信信号は、プリアンプ5Aによって増幅された後、受信遅延回路5Bで送信時とは逆の遅延時間を与えられて、加算器5Cによって加算される。

【0020】この加算信号はレシーバ部7で包絡線処理および対数圧縮などの処理に供され、この後、BモードDSC部8（デジタルスキャンコンバータ）、メモリ合成部10を介して表示部11に送り込まれ、Bモード画像としてビジュアルに表示される。

【0021】Bモード用フレームメモリ9とパワーモード専用フレームメモリ22は、BモードDSC部8に接

続される。Bモード用フレームメモリ9は、所定フレーム分のBモード画像データを記憶する制限的な容量を有し、BモードDSC部8からBモード画像データを受け取り最新の所定フレーム分のBモード画像データを記憶する。パワーモード専用フレームメモリ22は、所定フレーム分のBモード画像データを記憶する制限的な容量を有し、後述する造影モード時にCPU16の管理下で次のようなBモード画像データを記憶する。詳細は後述するが、造影モード時にはオペレータの操作により、超音波ビームが比較的低い音圧から比較的高い音圧に切り替えられる。この切替後、比較的高い音圧の超音波ビームでのスキャンによって、エコー感度の良好なエコー信号が得られ、このエコー感度の良好なエコー信号に基づいてレシーバ部7により鮮明なBモード画像が次々に生成される。パワーモード専用フレームメモリ22には、比較的高い音圧に切り替えられた後、最初にレシーバ部7により生成される鮮明なBモード画像を含む所定フレーム分の鮮明なBモード画像のデータが記憶される。なお、パワーモード専用フレームメモリ22はBモード用フレームメモリ9で代用することが可能である。

【0022】タイミング信号発生器17は、CPU16の管理下に置かれ、トリガ信号発生器18からのトリガ信号をタイミング信号として送信遅延回路6Bに供給する。操作パネル14には、関心領域(ROI)の設定などを行うためにトラックボール15A、キーボード15B、マウス15C、通常モードと造影モードとを切り替えるモード切り替えスイッチ13、造影モード時に超音波ビームの音圧を比較的低い音圧から比較的高い音圧に切り替えることをオペレータが指示するためのパワーボタン12が設けられる。ただしこれらモード切り替えスイッチ13、パワーボタン12は、オペレータが超音波プローブ4を操作しながらでも扱いやすい例えばフットスイッチとして足元に設置される、または超音波プローブ4の柄部に装備されることが好ましい。

【0023】次に本実施例の動作を説明する。図2は超音波の送信音圧の経時的変化を示している。当初、通常モードが設定されているものとする。通常モードのもとでは、CPU16の制御により、パルサ6Cから超音波プローブ4に印加される高電圧パルスの電圧は通常電圧に設定され、中間的な音圧の超音波ビームでスキャンがなされる。

【0024】次に、時刻t0で、オペレータによりモード切り替えスイッチ13が操作される。これにより通常モードから造影モードに切り替えられる。このとき、CPU16の制御により、パルサ6Cから超音波プローブ4に印加される高電圧パルスの電圧は比較的低い電圧に設定される。これにより、比較的低い音圧SP1の超音波ビームでスキャンがなされる。この比較的低い音圧SP1の超音波ビームでのスキャンは、オペレータがパワーボタン12を押すまで継続される。比較的低い音圧S

P1の超音波ビームでのスキャンでは、低輝度の比較的不鮮明なBモード画像が得られるが、造影剤の崩壊は少ない。この比較的不鮮明なBモード画像はスキャンの繰り返しに応じて繰り返して生成され、動画像として表示部11に表示される。

【0025】そして、時刻t1で造影剤が被検体に例えば静脈から投与される。オペレータは、低輝度の比較的不鮮明なBモード画像を観察し、このBモード画像上で関心部位に造影剤が流入したことを若干の輝度変化から判断し、時刻t2で、パワーボタン12を押す。これにより、CPU16の制御により、パルサ6Cから超音波プローブ4に印加される高電圧パルスの電圧は比較的高い電圧に設定される。これにより、比較的高い音圧SP2の超音波ビームでスキャンがなされる。この比較的高い音圧SP2の超音波ビームでのスキャンはCPU16の制御により所定時間継続される。比較的高い音圧SP2の超音波ビームでのスキャンが終了すると、CPU16の制御により比較的高い音圧SP2の超音波ビームでのスキャンに自動的に復帰する。

【0026】パワーモード専用フレームメモリ22には、超音波ビームが比較的低い音圧から比較的高い音圧に切り替えられた後、比較的高い音圧の超音波ビームでのスキャンによりレシーバ部7により最初に生成される造影効果が顕著で且つ組織形態が鮮明なBモード画像のデータと、比較的高い音圧での2回目のスキャン以降に生成された所定フレーム分の鮮明なBモード画像のデータとが記憶される。

【0027】図3(a)は、造影剤投与後に比較的低い音圧によって得られたBモード画像の表示例であり、中央部に示した血管が十分輝度増強されていないことが伺える。十分な増強が得られない原因として、まず超音波の音圧(送信パワー)が低いため十分な感度がとれないこと、および造影剤微小気泡の量が少ないことが挙げられるが、ここではその両方を想定している。

【0028】この比較的低い音圧から比較的高い音圧に変化させた最初のスキャンによる1フレーム分のエコー信号は、その高い音圧に比例した高い感度で得られる。これにより、図3(b)のような高輝度の比較の鮮明なBモード画像が得られる。もちろんこのBモード画像では、造影剤が存在しないあらゆる部位でもその輝度は高くなると考えられる。しかしながら、比較的高い音圧の超音波を受けた微小気泡の大部分は崩壊してしまう。このため、比較的高い音圧の変化後、2回目のスキャンまたは数回目のスキャンで得られるBモード画像では、図3(c)に示すように造影剤が存在していた血管の輝度は減弱してしまう。勿論、造影剤が存在しない部位の輝度は変化しない。

【0029】我々の実験で得られた図3(b)の画像では、瞬間的であるが造影剤存在部位のエコー輝度が非常に高いものとなり、図3(c)では低輝度になることが

確認された。パワーモード専用フレームメモリ 2 2 には、図 3 (b)、図 3 (c) の少なくとも 2 フレームの B モード画像データが記憶されている。したがって、パワーモード専用フレームメモリ 2 2 に記憶されている図 3 (b)、図 3 (c) の少なくとも 2 フレームの B モード画像を表示画面上で見比べることで、造影剤による染色部位の同定は容易に可能となる。

【 0 0 3 0 】 比較的高い音圧でのスキャンが所定時間継続された後、再び比較的低い音圧のスキャンに戻る。これにより、造影剤の気泡の崩壊量としては通常音圧または比較的高い音圧で定常的にスキャンする場合に比べて少なく、造影剤の関心領域への再流入を再度、図 3

(b)、(c) の B モード画像として捕らえることも可能と考えられる。

【 0 0 3 1 】 次に表示方法について説明する。パワーモード専用フレームメモリ 2 2 に記録された B モード画像の表示法については、次の (1) ~ (4) の方法を選択可能とする。

【 0 0 3 2 】 (1) 図 3 (b) の最初の B モード画像をパワーボタン 1 2 が押された直後に静止画で表示し、オペレータの解除操作により動画面に戻る。

(2) 図 3 (b) に相当する B モード画像をパワーボタン 1 2 が押された直後に静止画で表示し、所定時間表示後、自動的に動画面に戻る。

(3) 図 3 (b)、(c) に相当する 2 フレームの B モード画像をパワーボタン 1 2 が押された後に、静止画として 1 画面に同時表示し、オペレータの解除操作により動画面に戻る、あるいは所定時間表示後自動的に動画面に戻る。

(4) パワーボタン 1 2 操作時には静止画表示はせずに、スキャン停止後にパワーモード専用フレームメモリ 2 2 から全ての B モード画像をまとめて呼び出し、1 枚ずつ切り替えながら、あるいは複数フレームの B モード画像を 1 画面に同時に一覧表示させる。

【 0 0 3 3 】 このように本実施例では、パワーモード専用フレームメモリ 2 2 には、超音波ビームが比較的低い音圧から比較的高い音圧に切り替えられた後、比較的高い音圧の超音波ビームでのスキャンによりレシーバ部 7 により最初に生成される造影効果が顕著で且つ組織形態が鮮明な B モード画像のデータが記憶される。したがって、造影剤が瞬時に消失する場合でも、造影効果が顕著で且つ組織形態が鮮明な B モード画像をオペレータは観察できる。なお、比較的高い音圧に切り替える以前は、比較的低い音圧であり、B モード画像は比較的不鮮明であるが、この画像は単に造影剤の流入を確認するためであるので、比較的不鮮明でも問題はない。しかも、比較的高い音圧に切り替えるまでは、比較的低い音圧であるので、造影剤を最大限残留させることができる。

【 0 0 3 4 】 また、パワーモード専用フレームメモリ 2 2 には、この最初の B モード画像のデータの他に、比較

的高い音圧での 2 回目のスキャン以降に生成された所定フレーム分の鮮明な B モード画像のデータが記憶されている。これらの B モード画像には、造影剤が十分崩壊しているものも含まれる。したがって、造影効果が良好な最初の B モード画像と、造影剤が十分崩壊している B モード画像とを比較観察することにより、造影剤による染色部位を容易に同定できるようになる。

【 0 0 3 5 】 さらに、本実施例では体内で持続性・耐圧性のある気泡を使用する必要がなく、したがって侵襲性の問題をより軽減させることができる。

【 0 0 3 6 】 なお、上述の説明では、造影剤の関心部位への流入をオペレータが比較的低い音圧による B モード画像の目視確認により行っていたが、トラックボール 1 5 A やマウス 1 5 C を使って画像上に指定した関心部位の信号輝度レベルの変化をモニタリングすることにより自動化してもよい。

【 0 0 3 7 】 また、図 2 の比較的低い音圧でのスキャンの継続時間 Δt_1 と、比較的高い音圧でのスキャンの継続時間 Δt_2 と、繰り返し回数とをオペレータにより事前に設定しておき、比較的低い音圧でのスキャンを時間 Δt_1 継続させた後、比較的高い音圧でのスキャンを時間 Δt_2 継続させるサイクルを、設定した繰り返し回数だけ自動的に繰り返すようにしてもよい。

【 0 0 3 8 】 また、超音波ビームの音圧状態、つまり比較的低い音圧であるのか、比較的高い音圧であるのかを示す情報を CPU 1 6 からメモリ合成部 1 0 に与え、表示部 1 1 に表示するようにしてもよい。

【 0 0 3 9 】 また、超音波の出力レベルを変化させるのに、上述では音圧レベルを変化させることとして説明したが、音圧レベルに代えて又は音圧レベルと共に送信波数を変化させることが考えられる。

【 0 0 4 0 】 また、造影モード中に、音圧を変化させる代わりに、超音波ビームの基本周波数を、第 1 の周波数から第 2 の周波数に切り替えてもよい。これは、高周波の高電圧パルスの周波数を変化できるパルサ、つまり共振回路のコンデンサが可変コンデンサであるパルサに、パルサ 6 C を置換することにより容易に実現できる。第 1 の周波数の超音波ビームでスキャンしているとき、第 1 の周波数と同じ共振周波数を有する造影剤 (気泡) は序々に崩壊していく。しかし、このとき、第 2 の周波数と同じ共振周波数を有する造影剤 (気泡) は残存又はあまり崩壊しない。つまり、超音波ビームの基本周波数が第 1 の周波数から第 2 の周波数に切り替えられたとき、第 2 の周波数と同じ共振周波数を有する造影剤によって造影効果が生起する。しかも、超音波ビームの基本周波数が第 1 の周波数から第 2 の周波数に切り替えられた後、画像生成手段により最初に生成される B モード画像は、第 2 の周波数と同じ共振周波数を有する造影剤が崩壊していない状態で得たもののものであるので、造影効果が最も顕著に現れる。最初に生成される B モード画像は

記憶されているので、オペレータは任意の時期に静止画として表示して、精度の良い診断を行い得る。

【0041】次に第2実施例について説明する。図4に本実施例の主要部のブロック図を示す。図5に差分演算回路22での差分処理の説明図である。差分演算回路22には、パワーモード専用フレームメモリ22から、図3(b)に示した比較的高い音圧に切り替え後、最初に得られる造影効果が良好なBモード画像I1のデータと、それから1フレームまたは所定フレーム後に得られる造影剤が十分崩壊している図3(c)に示したBモード画像I2のデータとが取り込まれる。図5に示すように、差分演算回路22は、これら両Bモード画像I1、I2を差分し、差分画像Isを生成する。

【0042】差分演算回路22で生成された差分画像Isは、パワーボタン12操作後、静止画として表示部11に表示される。オペレータによる解除操作により、動画像に再び戻る。または、差分画像Isが静止画を所定時間表示された後、自動的に動画面に戻る。または、スキャン終了後にパワーモード専用フレームメモリ22よりデータを読み出して、差分画像を作成しても良い。この場合、パワーモード専用フレームメモリ22に記憶されている複数フレームのBモード画像を1枚ずつまたは1画面内に一覧表示して、差分すべき2枚のBモード画像をオペレータが指定するようにしてもよい。

【0043】これら2つのBモード画像間の時間差は、数フレーム分、つまり時間に換算して約1/20～1/10秒程度であるので、臓器の脈動あるいはプローブ4の動きなどの影響をほとんど受けない。したがって、これら2フレームの画像の差分画像には、造影剤に起因したエコーのみ表示することが可能となる。

【0044】このように本実施例は、超音波造影剤の微小気泡が消失又は十分崩壊することを積極的に利用して、消失前後のBモード画像間で差分をとることで造影剤によるエコー以外の信号成分を除去できるので、造影剤存在部位すなわち血流のみを抽出し、血流動態についての診断を容易せしめることができる。

【0045】次に第3実施例について説明する。本実施例による超音波診断装置は、第1実施例の超音波診断装置にハーモニック・エコー法を採用することにより、造影効果をさらに増強するものである。

【0046】ここで、ハーモニック・エコー法について簡単に説明する。図7(a)に示すように、通常の生体組織(tissue)に対しての反射波は、送信波と同じ周波数成分を有する。しかし、図7(b)に示すように、微小気泡は非線形挙動を起こすため、反射波には送信波には含まれない高調波成分を有する。このようにして得られたハーモニクス成分(高調波成分)を含むエコー信号に対して、図8に示すように、送信波の基本周波数成分の信号をフィルタで除去すれば、ハーモニクス成分すなわち造影剤による増強成分のみを映像化することが可能と

ある。

【0047】心筋を診断部位とした場合の臨床的なハーモニック・エコー法の作用を図9(a)、(b)を参照して説明する。心筋のような組織部位においては、通常のエコー信号では図9(a)のようにエコー散乱が大きく造影剤投与によってもその中の微小血流動態の特定が輝度増強としても顕在しない。一方ハーモニックエコー信号では図9(b)のように、造影剤投与前にその散乱輝度を下げることで造影剤を含む血流信号が検出でき、心筋内の血流同定が可能となることが特徴である。

【0048】図6に本実施例による超音波診断装置のブロック図を示す。なお、図1と同じ部分には同符号を付して説明は省略する。上述したハーモニック・エコー法を実現させるためには狭帯域な周波数特性を有する、好ましくは単一周波数を有する超音波でスキャンする必要がある。このため、パルス6Cに代えて正弦波で振動する電圧をプローブ4に印加する正弦波駆動用パルス52が装備される。また加算器5Cからのエコー信号は、図8に示すように非線形波用BPF(帯域通過フィルタ)51Bによりその基本波成分がカットオフされ、高調波成分(ハーモニック成分)のみがレシーバ部7に送られ、造影剤が存在しない部分の輝度が、造影剤が存在する部分の輝度より顕著に低下するハーモニック・エコー法によるBモード画像、つまり造影剤が存在する部分だけを抽出したような第2実施例の差分画像に類似するBモード画像が作成される。

【0049】なお、ここでは、スイッチ52により非線形波用BPF51Bを、ハーモニック成分と基本波成分とを通過させる基本波用BPF51Aに切り換え可能に構成されている。

【0050】この実施例における動作は、第1実施例で説明した動作と同様であり、ただし非線形波用BPF51Bによりエコー信号から基本波成分がカットオフされ、高調波成分のみでBモード画像が生成される点のみ相違する。要するに、高調波成分のみで生成されたBモード画像は、造影剤が存在する部分だけを抽出したBモード画像に類似したものであり、このBモード画像と第1実施例で得られた最初のBモード画像とを併用することにより、生体組織内の微小血流動態の観測をより高精度で行い得る。

【0051】さらに、本実施例の正弦波駆動パルス52は、通常のパルスと比較して狭帯域な周波数特性を有する。微小気泡の物理挙動を考慮すると、共振によって大振幅を引き起こされる気泡の大きさの範囲はより小さくなると考えられる。このことは、微小気泡を選択的に消去することが可能であることを意味し、例えば正弦波駆動パルスの周波数を不連続的に変化させることは、本発明の低パワ照射から高パワ照射に切り換えた場合と同様な映像が得られると思われる。よってパワーボタン12を操作することによってパルスの周波数を変化させ、その

直後の 1 フレームもしくは数フレーム画像を記録してもよい。

【 0 0 5 2 】次に、第 4 実施例について説明する。図 1 0 に本実施例による超音波診断装置のブロック図を示す。なお、図 1 と同じ部分には同符号を付して説明は省略する。ここでは、心電信号を計測する E C G (electro cardiogram) 1 と、その増幅器 2 及び参照データメモリ 3 が図 1 の構成に追加される。この参照データはメモリ合成部 1 0 を経て表示画面に心電図として表示される。E C G 1 を用いれば心電に同期した時相 (例えば拡張末期の画像) のみを断続的に表示することが可能である。この心電同期を採用することで、造影モード時に、特定の時相で比較的低い音圧から比較的高い音圧に繰り返し切り替えて、特定の時相に関する造影効果が顕著な B モード画像 (最初の B モード画像) を断続的に得、それらをパワーモード専用フレームメモリ 2 2 に順次記憶させることができる。この場合、繰り返し行うために画像記録後は自動的に比較的低い音圧に復帰させるあるいはスキャンを中断する。また、比較的高い音圧に切り替える間隔をオペレータが予め指定しておくことで、C P U 1 6 の命令により任意の心拍数毎にこれを行うことが可能となる。

【 0 0 5 3 】本発明は上述した実施例に限定されることがなく種々変形して実施可能である。

【 0 0 5 4 】

【発明の効果】請求項 1 の発明によれば、記憶手段には、超音波ビームの音圧が比較的低い音圧から比較的高い音圧に切り替えられた後、画像生成手段により最初に生成される B モード画像のデータが記憶される。造影剤は超音波の照射により序々に崩壊していくが、比較的低い音圧ではその崩壊の進行は遅く、音圧切り替えの時までの崩壊量は少ない。つまり、超音波ビームの音圧が比較的低い音圧から比較的高い音圧に切り替えられた時に残存している造影剤は比較的多いと考えられる。したがって、切り替えたとき、良好な造影効果で B モード画像を得ることができる。しかも、比較的高い音圧を造影剤に照射すると、この造影剤は瞬時に消失してしまう可能性があるが、少なくとも切り替え後、画像生成手段により最初に生成される B モード画像には造影効果が十分維持されている。換言すると、切り替え後、造影効果が最も顕著に現れているのが、この最初に生成される B モード画像である。この最初に生成される B モード画像は記憶されているので、オペレータは任意の時期に静止画として表示して、精度の良い診断を行い得る。しかも、この最初に生成される B モード画像は、比較的高い音圧のスキャンで得られたものであるため、組織形態も鮮明であり、したがって診断精度は高い。また、体内で持続性・耐圧性のある気泡を使用する必要がなく、したがって侵襲性の問題をより軽減させることができる。

【 0 0 5 5 】請求項 1 1 の発明によれば、記憶手段に

は、超音波ビームの基本周波数が第 1 の周波数から第 2 の周波数に切り替えられた後、画像生成手段により最初に生成される B モード画像のデータが記憶される。第 1 の周波数の超音波ビームでスキャンしているとき、第 1 の周波数と同じ共振周波数を有する造影剤 (気泡) は序々に崩壊していく。しかし、このとき、第 2 の周波数と同じ共振周波数を有する造影剤 (気泡) は残存又はあまり崩壊しない。つまり、超音波ビームの基本周波数が第 1 の周波数から第 2 の周波数に切り替えられたとき、第 2 の周波数と同じ共振周波数を有する造影剤によって造影効果が生起する。しかも、超音波ビームの基本周波数が第 1 の周波数から第 2 の周波数に切り替えられた後、画像生成手段により最初に生成される B モード画像は、第 2 の周波数と同じ共振周波数を有する造影剤が崩壊していない状態で得たものであるため、造影効果が最も顕著に現れる。最初に生成される B モード画像は記憶されているので、オペレータは任意の時期に静止画として表示して、精度の良い診断を行い得る。また、体内で持続性・耐圧性のある気泡を使用する必要がなく、したがって侵襲性の問題をより軽減させることができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】第 1 実施例による超音波診断装置のブロック図。

【図 2】第 1 実施例による音圧の経時的变化を示す図。

【図 3】比較的低い音圧で得られる B モード画像、比較的高い音圧に切り替えて最初に得られる B モード画像、造影剤が十分崩壊した後に得られる B モード画像の一例を示す図。

【図 4】第 2 実施例による超音波診断装置の主要部のブロック図。

【図 5】図 4 の差分演算回路による差分処理の説明図。

【図 6】第 3 実施例による超音波診断装置のブロック図。

【図 7】超音波の組織反射特性と気泡反射特性の相違に関する説明図。

【図 8】図 7 の非線形波用 B P F によるフィルタ特性を示す図。

【図 9】ハーモニク・エコー法の優位性の説明図。

【図 1 0】第 4 実施例による超音波診断装置のブロック図。

【符号の説明】

4 … 超音波プローブ、 5 … 超音波受信部、 5 A … プリアンプ、 5 B … 受信遅延回路、 5 C … 加算器、 6 … 超音波送信部、 6 A … パルス発生器、 6 B … 送信遅延回路、 6 C … パルサ、 7 … レシーバ部、 8 … B モード D S C 部、 9 … フレームメモリ、 1 0 … メモリ合成部、 1 1 … 表示部、 1 2 … パワーボタン、 1 3 … モード切替えス

15

16

イッチ、14…操作パネル、

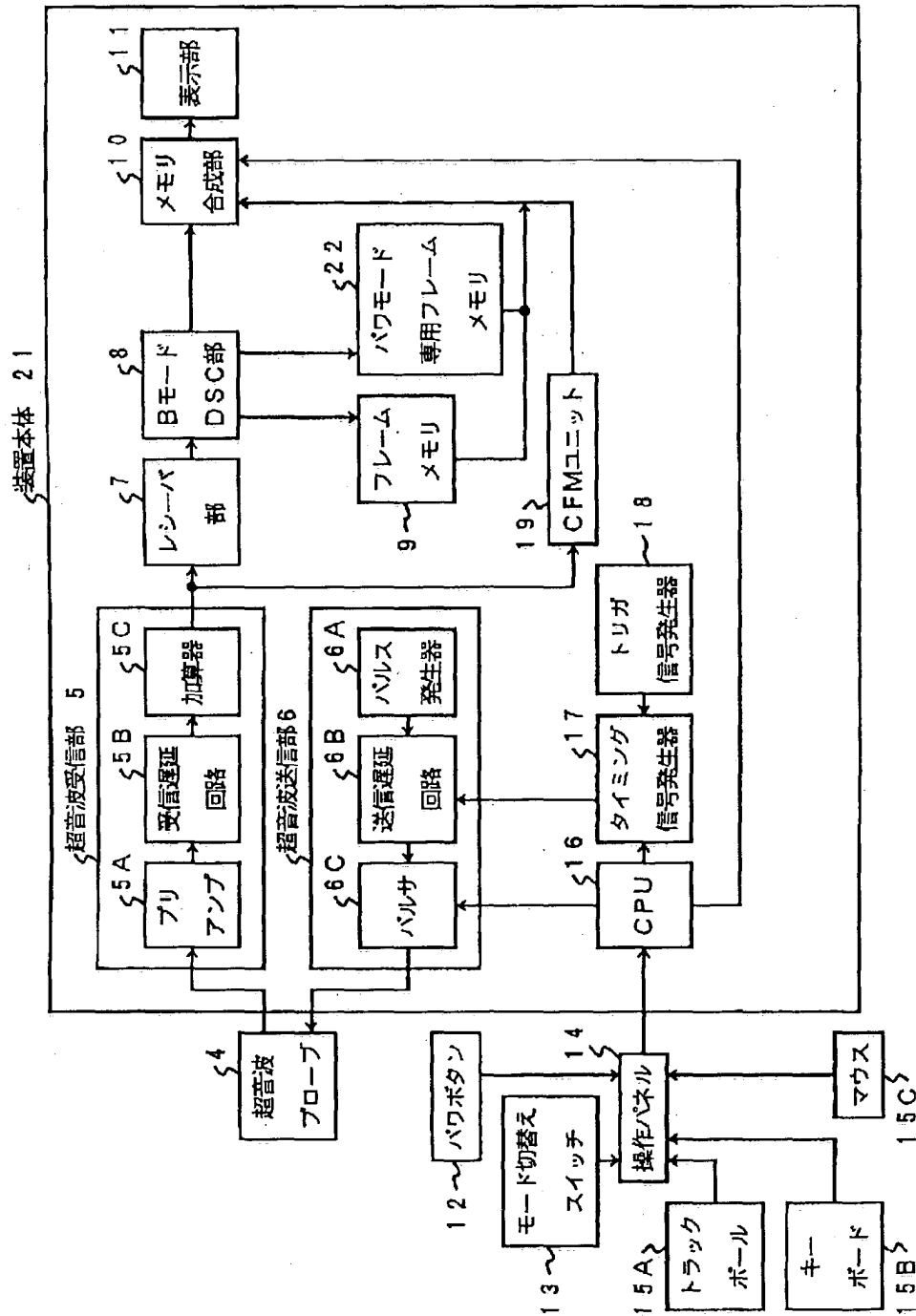
A…トラックボール、15B…キーボード、

15C…マウス、16…CPU、

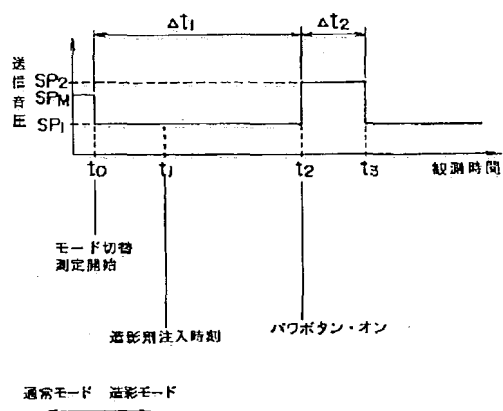
15

17…タイミング信号発生器、18…トリ
ガ信号発生器、19…CFMユニット、
22…パワーモード専用フレームメモリ。

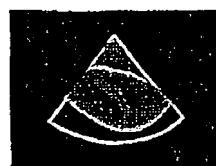
【図1】



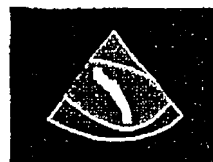
【図2】



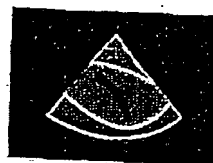
【図3】



(a)

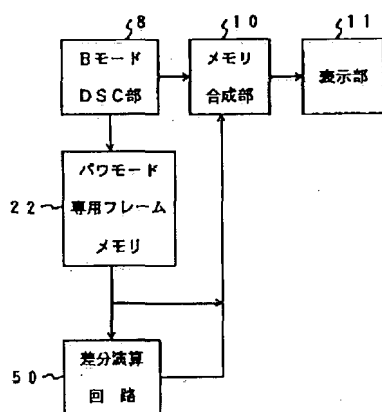


(b)

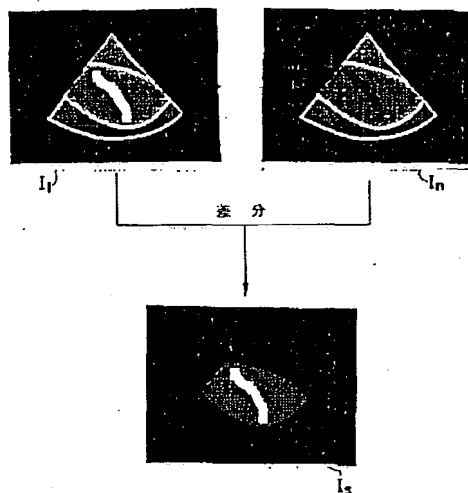


(c)

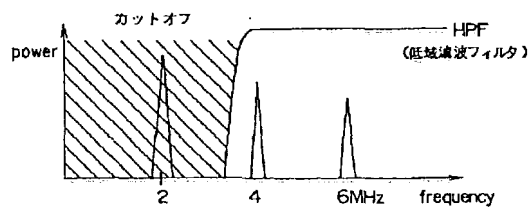
【図4】



【図5】

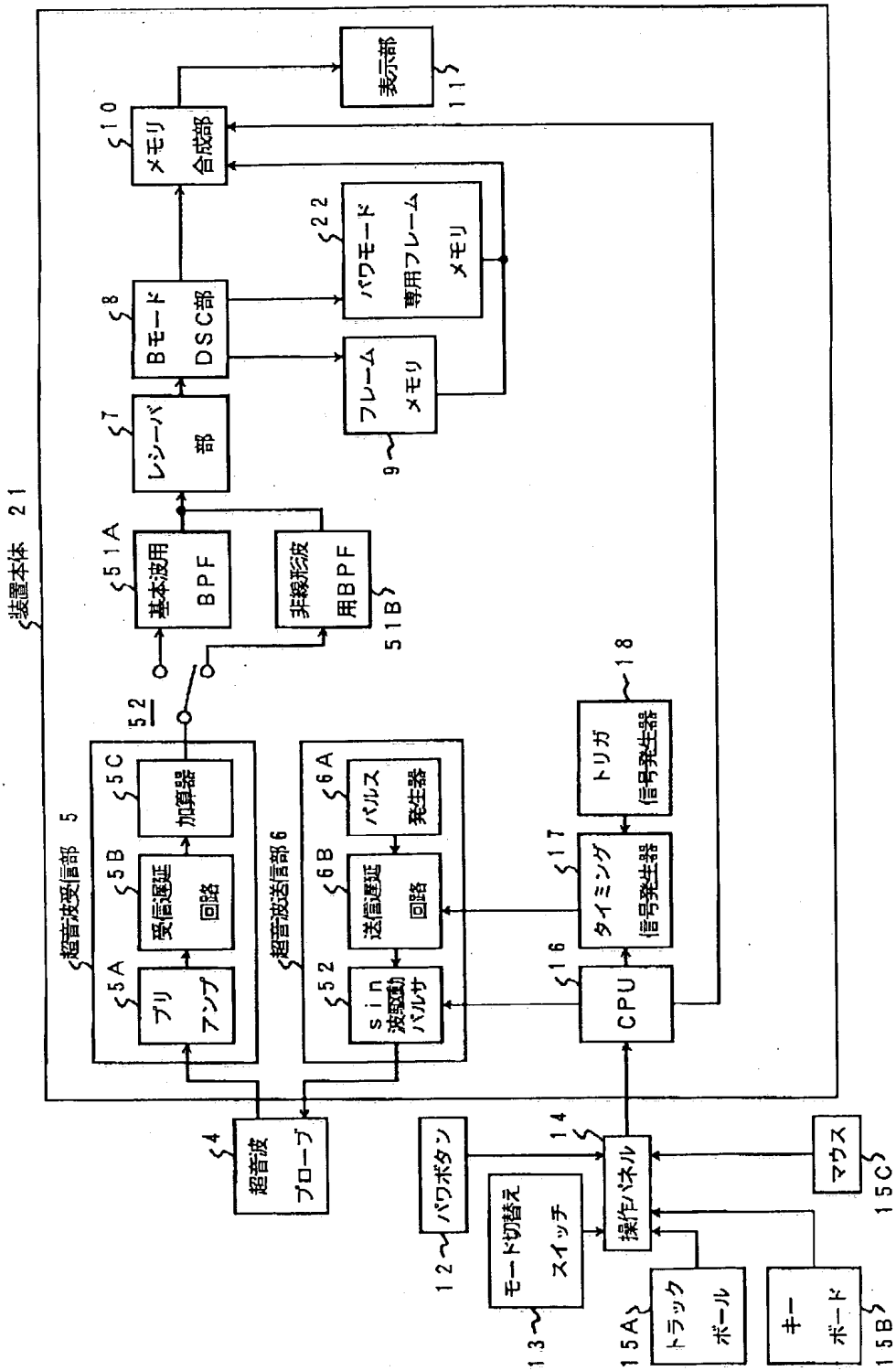


【図8】

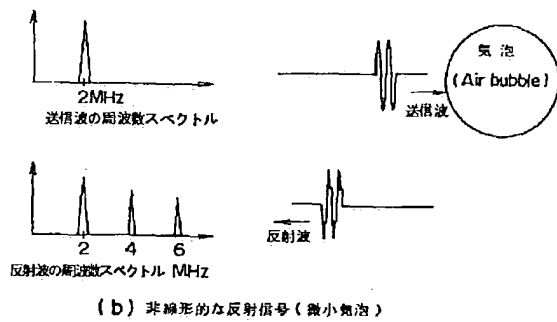
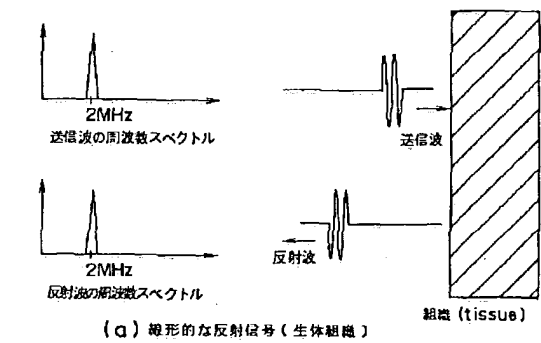


高調波成分のみを抽出した映像化

【図 6】

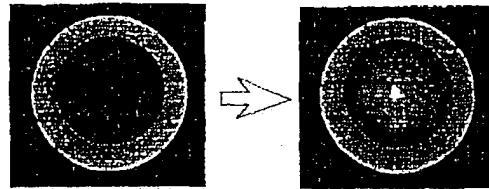


【図 7】

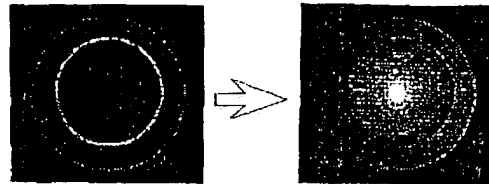


【図 9】

心筋組織 (エコー信号は大きい) 造影剤投与後の輝度上昇の確認は困難



心筋組織のハーモニック成分は小さい 造影剤による輝度上昇が確認可能



【図 10】

